



**University of
Zurich**^{UZH}

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
University Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 2014

Anforderungen an die technische Signalverarbeitung für geschädigte Innenohren

Dillier, Norbert

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich
ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-108144>
Journal Article

Originally published at:
Dillier, Norbert (2014). Anforderungen an die technische Signalverarbeitung für geschädigte Innenohren.
Zeitschrift für Audiologie, 20(2):19-21.

17. Multidisziplinäres Kolloquium der GEERS-STIFTUNG

Anforderungen an die technische Signalverarbeitung für geschädigte Innenohren

Norbert Dillier

Labor für Experimentelle Audiologie, ORL-Klinik, Universitätsspital Zürich, Schweiz

e-mail: norbert.dillier@usz.ch

Eines der wichtigsten Ziele der Signalverarbeitung für Hörinstrumente, Hörhilfen, Sprachprozessoren oder Kommunikationsgeräte ist es, die zur sprachlichen Verständigung erforderlichen Schallsignale für die hörgeschädigte Person wahrnehmbar („Hören“) und unterscheidbar („Verstehen“) zu machen und wenn möglich einem natürlichen Klangempfinden („Hörqualität“) anzunähern.

Traditionelle Hörgeräte mussten sich aufgrund der begrenzten Möglichkeiten der Anologschaltungstechnik auf einfache Verstärkung, Filterung und Pegelbegrenzung beschränken. Moderne Systeme mit digitaler Signalverarbeitung erlauben vielfältigere und neuartige Transformationen der Schallsignale und Algorithmen zur automatischen Schallklassifikation, sodass die Vision eines „Verstehgerätes“ immer realistischer wird.

Die Algorithmen und Verfahren der digitalen Signalverarbeitung können in zwei grosse Klassen unterteilt werden. Die erste Gruppe ist relativ eng an die konkreten Ausprägungen eines Hörschadens gekoppelt und versucht, aufgrund möglichst genauer individueller Angaben über Art und Ausmass dieses Hörschadens Signalverarbeitungsparameter so zu wählen, dass Grundfunktionen der gestörten Hörwahrnehmung wie Lautheits- und Tonhöhenempfindung, Detektion zeitlicher Modulationen und weitere Klangeigenschaften möglichst gut kompensiert werden. Die zweite Gruppe betrifft globalere Funktionen, welche als Vorverarbeitung für praktisch beliebige nachgeschaltete Systeme benutzt werden können. Reduzierung von Störlärmeinfluss durch gesteuerte Richtmikrofone, automatische Klassifikation von Klangsituationen zur Wahl unterschiedlicher Verarbeitungsprogramme, Integration von Kommunikationssystemen wie Telefon, Raumbeschallungsanlagen, Internetanbindung.

Modelle der Signalverarbeitung für Innenohrschwerhörigkeit

Die Signalverarbeitung im Gehör und die bei einer Innenohr-Schwerhörigkeit möglicherweise auftretenden Störungen können vereinfacht wie folgt beschrieben werden. Das Schallsignal gelangt über Außen- und Mittelohr in das Innenohr, dessen Wirkung grob durch eine Filterbank mit anschließender einhüllenden Extraktion und Dynamikkompression (kompressive Nichtlinearität z.B. durch aktive Prozesse im Innenohr) modelliert werden kann. Die weitere Signalanalyse im Hirnstamm kann durch eine Zerlegung nach Modulationsfrequenzen (Modulationsfilterbank) und einen binauralen Vergleich mit Störschallunterdrückung charakterisiert werden. Am Ausgang dieser Vorverarbeitungsstufen stehen die akustischen Merkmale des

Eingangsschallsignals in Form einer „internen Repräsentation“ der kognitiven Verarbeitung im Hörkortex zur Verfügung, wo eine optimale Verarbeitung und Mustererkennung der eingehenden, transformierten Schallsignale vorgenommen wird. Limitiert wird dabei die „Schärfe“ der internen Repräsentation durch das „interne Rauschen“. Als Störungen sind an erster Stelle die Abschwächungswirkung zu nennen, die durch Schallleitungs-Schwerhörigkeit und Ausfall der inneren sowie teilweisen Ausfall der äußeren Haarzellen bedingt ist, sowie als zweiter Faktor der Kompressionsverlust (Ausfall der äußeren Haarzellen), an dritter Stelle der binaurale Verlust (Reduktion der binauralen Störschall-Unterdrückung) und an vierter Stelle eine Erhöhung des internen Rauschens als „zentraler Hörverlust“.

Ausgehend von diesem grob-schematischen Modell sind folgende Möglichkeiten zur Kompensation der Verarbeitungsstörung denkbar:

1. Die Abschwächungswirkung lässt sich durch eine lineare Verstärkung kompensieren.
2. Der Kompressionsverlust lässt sich durch eine Dynamikkompensation kompensieren, die modellbasiert erfolgen sollte, um gemäß einem möglichst validierten Verarbeitungsmodell zu einer optimalen Kompensation dieses Funktionsausfalls zu gelangen.
3. Der binaurale Verlust sollte durch eine „echt“ binaurale Signalverarbeitung (z. B. Verstärkung der Unterschiede zwischen beiden Ohren) erfolgen, die normalerweise im Gehirn durch binaurale Signalverarbeitung durchgeführt wird.
4. Der zentrale Hörverlust kann durch eine Stör-Reduktion und eine Anpassung der jeweiligen Signalverarbeitung an die akute aktuelle akustische Situation erfolgen.

Von Meddis und Mitarbeitern wurde ein Signalverarbeitungsmodell der peripheren Hörbahn vorgestellt (Meddis & Lecluyse, 2011), welches als Matlab-Programm interessierten Forschern als Experimentier-Plattform zur Verfügung steht (Matlab Auditory Periphery). Andere Modelle der auditorischen Verarbeitung sind ebenfalls von den ursprünglichen Entwicklern der Hörforschungs-Community zur freien Verfügung offengelegt worden (Bondy et al., 2004).

Mit geringem Aufwand lassen sich damit systematische Messreihen zur überschwelligen Charakterisierung eines auditorischen Profils durchführen, welche danach Parameter für die Modellierung der neuralen Aktivitätsmuster liefern und für die Steuerung eines Hörgerätealgorithmus verwendet werden können. Die Abbildungen 1 und 2 stellen gemessene Profile für eine normalhörende sowie eine hörgeschädigte Person dar. Wie von Meddis vorgeschlagen (Lecluyse et al., 2013), wurden absolute Schwellen bei zwei unterschiedlichen Testton-Dauern (250 ms und 16 ms) gemessen, sowie mit maskierten Schwellenmessungen die Frequenz-Selektivität (Iso-Forward Masking Contour, IFMC) und die Kompression (Temporal Masking Curve TMC) bestimmt. Die IFMC und TMC Kurven der hörgeschädigten Versuchsperson sind bezüglich Filterbandbreite und Steigungsfunktion der Nachverdeckung deutlich von denjenigen der normalhörenden Person verschieden.

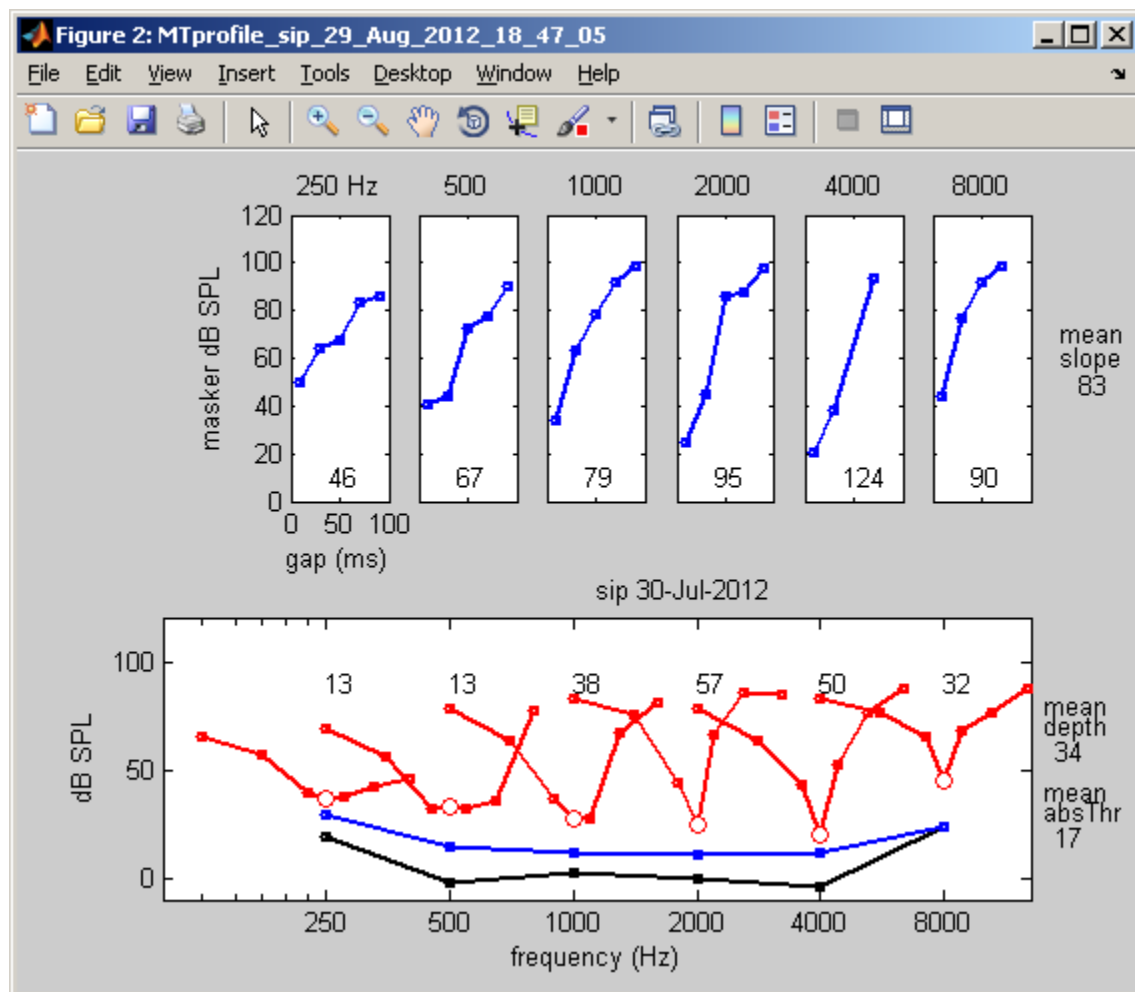


Abb. 1 Beispiel einer Messung des auditorischen Profils einer normalhörenden Versuchsperson

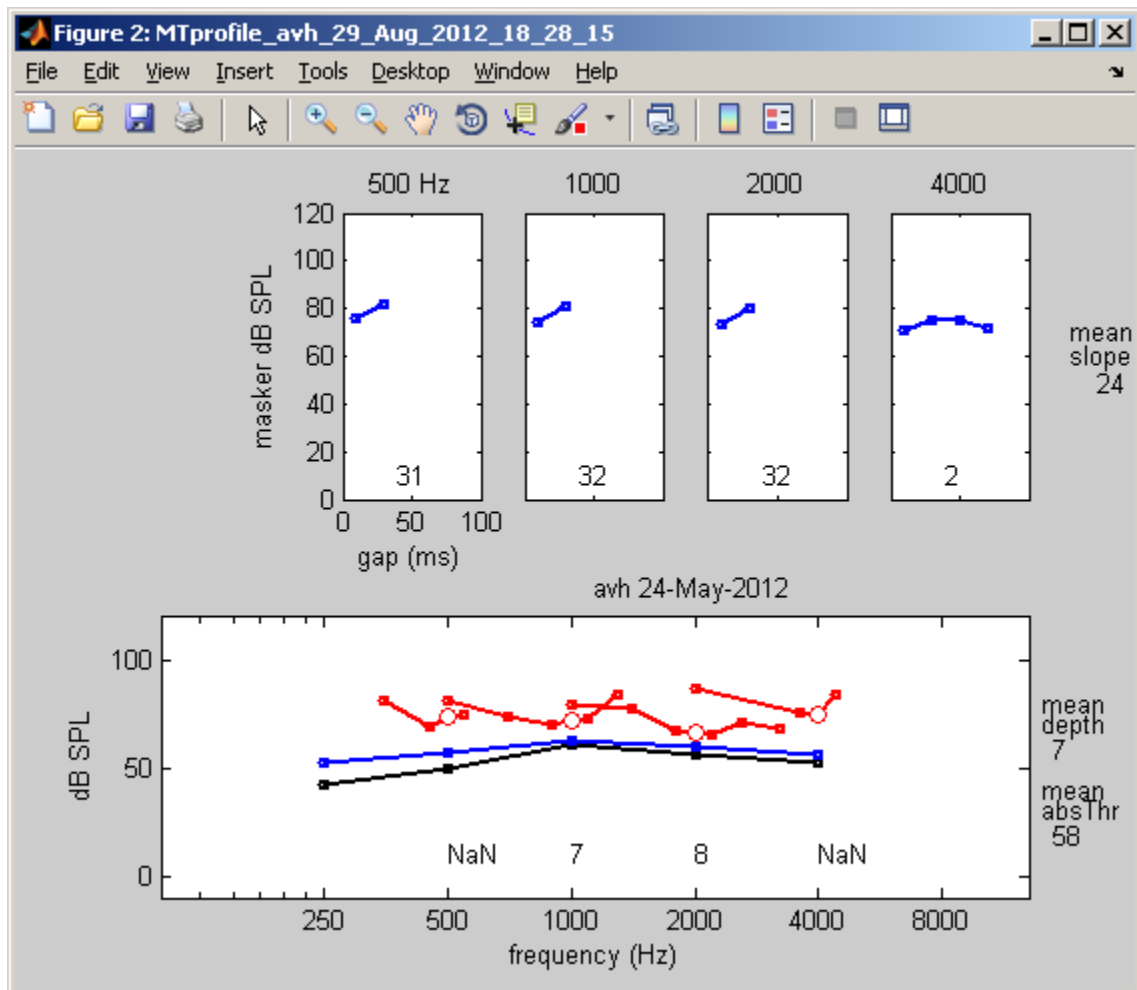


Abb. 2 Beispiel einer Messung des auditorischen Profils einer hörgeschädigten Versuchsperson (pantonomer Hörverlust von 50 dB)

Modellbasierte Signalverarbeitung für Innenohrschwerhörigkeit

Die Wiederherstellung der Dynamik- und Lautheitsempfindung in unterschiedlichen Frequenzbereichen erfolgt sinnvollerweise durch einen Lautheitsmodell-gesteuerten Ansatz, bei dem das jeweilige Eingangssignal einerseits mit einem Lautheitsmodell für Normalhörende bewertet wird und zugleich mit einem Lautheitsmodell für den individuellen Schwerhörigen. Aus dem Vergleich kann die Modifikation des Eingangssignals im Hörgerät so durchgeführt werden, daß am Ausgang beider Lautheitsmodelle möglichst der gleiche (frequenzabhängige) Wert resultiert (vgl. (Hohmann & Kollmeier, 1995; Launer et al., 1997)). Da dieser Ansatz wesentlich von der Güte und Validierung des verwendeten Lautheitsmodells abhängt, gilt es, hier eine an die Gegebenheiten von Schwerhörigen und an praktische Messungen angepasste und validierte Version des Lautheitsmodells zu verwenden.

Herkömmliche Hörgeräte modellieren die Cochlea als lineare, pegelunabhängige Filterbank und berechnen die Zielverstärkung als Funktion des Schalldruckpegels. Mit einem solchen Multiband-Konzept können jedoch maskierte Signale nicht erkannt werden, daher werden auch maskierte Komponenten verstärkt. Diese Fehlsignale äussern sich als Rauschen und Verzerrungen und beeinträchtigen die Klangqualität

des Hörgerätes. Klassische Multiband-Systeme sind auch nicht in der Lage, schmal- und breitbandige Signale zu differenzieren und können damit auch die verminderte Lautheitssummation Schwerhöriger nicht kompensieren.

Eine gehörgerechte Signalverarbeitung hingegen bezieht die elementaren Funktionen der normalen und geschädigten Cochlea wie Maskierung, Lautheit und Lautheitssummation mit ein.

Möglichkeiten der Störgeräusch-Reduktion

Die Annahmen verschiedener Störunterdrückungs-Algorithmen sind in der Realität nie vollständig erfüllt, sodass in modernen Hörgeräten verschiedene Algorithmen kombiniert bzw. je nach vorliegender akustischer Umgebungssituation aktiviert und deaktiviert werden müssen.

Akustisch „einfache“ Situationen sind mit derzeitiger Technologie beherrschbar (dazu zählt stationäres Störgeräusch mit einer großen spektralen Differenz zwischen Sprache und Störgeräusch und stabilen räumlichen Differenzen). Bei adaptiven Mehr-Mikrofon-Systeme (Spriet et al., 2007) wird die Richtcharakteristik in Abhängigkeit von der Einfallsrichtung des Störgeräusches variiert. Probleme bereiten dagegen nach wie vor „schwierige Situationen“, die sich durch instationäre Störschallquellen, durch Nachhall und durch mehrere gleichzeitig aktive Sprecher von verschiedenen Richtungen auszeichnen. Hier besteht noch ein großer Forschungsbedarf.

Zur Reduzierung von Störgeräuschen können in digitalen Hörgeräten die Eingangssignale analysiert und dadurch Nutzsignale von Rauschen unterschieden werden. Die frequenzabhängige Verstärkung des Hörgerätes kann dann in Abhängigkeit von der Umgebungssituation geregelt werden. Um Sprache von Störgeräuschen zu unterscheiden, müssen spezielle Kenntnisse über die Eigenschaften von Sprache herangezogen werden. Mit deren Hilfe können z. B. Sprachpausen erkannt werden. In solchen Pausen kann das Rauschsignal näherungsweise berechnet werden und vom Eingangssignal subtrahiert werden. Auf diese Weise wird das Rauschsignal reduziert (Marzinzik & Kollmeier, 1999).

Hörgeräte ermöglichen es, für verschiedene akustische Situationen unterschiedliche Programme zu wählen, um den Frequenzgang und Kompressionsparameter zu ändern, oder Richtmikrofon, Störgeräusch-Reduktion oder Feedback-Unterdrückung zu aktivieren. Der Hörgeräteträger hat dabei die nicht immer leichte Aufgabe, die akustische Hörsituation zu beurteilen und dann per Schalter am Hörgerät oder über eine Fernbedienung das entsprechende Programm zu wählen. Die automatische Erkennung der aktuellen akustischen Situation und automatisches Umschalten in das geeignetste Programm kann den Hörkomfort verbessern. Mit Methoden der auditorischen Szenenanalyse kann ähnlich wie im intakten auditorischen System durch Extraktion charakteristischer Merkmale aus dem akustischen Signal die akustische Umgebung analysiert werden. Diese auditorischen Merkmale umfassen spektrale Trennung, spektrales Profil, Harmonizität, Onsets und Offsets, kohärente Amplituden- und Frequenz-Modulationen sowie räumliche und zeitliche Trennung.

Räumliches Hören – binaurale Algorithmen

Die heutigen technischen Möglichkeiten erlauben die Verarbeitung mehrerer Mikrofonssignale und die gekoppelte Signalverarbeitung in zwei separaten Geräten mit grösserer räumlicher Distanz. Dadurch sollen Einschränkungen heutiger bilateraler Hörgeräte überwunden werden, welche durch unabhängige Regelungen die zur Lokalisation und Abschätzung von Distanz und Charakteristik von Schallquellen wesentlichen interauralen Pegel- und Zeitunterschiede abschwächen.

Ein relativ einfaches binaurales Signalverarbeitungs-Modell (Breebaart et al., 2001) kann erfolgreich zur Lokalisation von Schallquellen in echofreier Umgebung eingesetzt werden. Allerdings ist die modellierte neurale Selektivität redundant und die Leistung genügt nicht mehr bei Nachhall. Im Modell von Faller-Merimaa (Faller & Merimaa, 2004) hingegen, welches ein Mass für die interaurale Kohärenz (IC) enthält, werden Reflektionen besser berücksichtigt und die Richtungsbestimmung kann während Signalabschnitten mit hoher interauraler Kohärenz zuverlässig vorgenommen werden. Die Anzahl, Dauer und Stärke von Signalphasen mit hoher IC kann möglicherweise als gute Schätzung für die Höranstrengung bei der Lokalisation verwendet werden. Dieser Aspekt, wie auch die praktische Implementierung von Kohärenz-basierten binauralen Algorithmen ist Gegenstand aktueller Forschung (Schimmel et al., 2011).

Schlussfolgerungen

Die eingangs genannten Ziele der rehabilitativen Audiologie (Hören, Verstehen, Klangqualität) sind durch digitale Signalverarbeitung heute noch nicht vollständig erfüllbar, obwohl in den letzten Jahren ein deutlicher Fortschritt erzielt worden ist und auch mit weiteren Fortschritten in nächster Zeit zu rechnen ist. Aus audiologischer Sicht ist dem Versuch eines Ausgleichens des Hörschadens eine besondere Bedeutung beizumessen, wobei es um eine Verbesserung der Diagnostik und des Verständnisses von Verarbeitungsdefiziten bei Innenohr-Schwerhörigkeit geht. Dabei erscheint der Modell-basierte Ansatz erfolgversprechend, da durch Verarbeitungsmodelle unser derzeitiges Wissen über die Funktion und etwaige Fehlfunktion des Hörsystems in für die Hörgeräte-Signalverarbeitung nutzbarer Form charakterisiert werden kann.

Literatur

- Bondy J., Becker S., Bruce I., Trainor L. & Haykin S. 2004. A novel signal-processing strategy for hearing-aid design: neurocompensation. *Signal Processing*, 84, 1239-1253.
- Breebaart J., van de Par S. & Kohlrausch A. 2001. Binaural processing model based on contralateral inhibition. I. Model structure. *J Acoust Soc Am*, 110, 1074-1088.
- Faller C. & Merimaa J. 2004. Source localization in complex listening situations: selection of binaural cues based on interaural coherence. *J Acoust Soc Am*, 116, 3075-3089.
- Hohmann V. & Kollmeier B. 1995. The effect of multichannel dynamic compression on speech intelligibility. *Journal of the Acoustical Society of America*, 97, 1191-1195.

- Launer S., Holube I., Hohmann V. & Kollmeier B. 1997. Categorical loudness scaling in hearing-impaired listeners - Can loudness growth be predicted from the audiogram? *Audiol Akust*, 35, 156-163.
- Lecluyse W., Tan C.M., McFerran D. & Meddis R. 2013. Acquisition of auditory profiles for good and impaired hearing. *Int J Audiol*, 52, 596-605.
- Marzinzik M. & Kollmeier B. 1999. Development and Evaluation of Single-Microphone Noise Reduction Algorithms for Digital Hearing Aids. In: T. Dau, V. Hohmann & B. Kollmeier (eds.) *Psychophysics, Physiology and Models of Hearing*. Singapore: World Scientific, pp. 279-282.
- Meddis R. & Lecluyse W. 2011. The psychophysics of absolute threshold and signal duration: a probabilistic approach. *J Acoust Soc Am*, 129, 3153-3165.
- Schimmel S.M., Mueller M.F. & Dillier N. 2011. Binaural models and virtual acoustics for studying spatial perception. In: H. Skarzynski (ed.) *EFAS 2011*. Warsaw: Journal of Hearing Science, pp. 79-82.
- Spriet A., Van Deun L., Eftaxiadis K., Laneau J., Moonen M., et al. 2007. Speech understanding in background noise with the two-microphone adaptive beamformer BEAM in the Nucleus Freedom Cochlear Implant System. *Ear Hear*, 28, 62-72.